

# Kajian Tribologi Gesekan Antara Material Komposit Hidroksiapatit (HA) + *Polymethyl Methacrylate* (PMMA) dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (PMMA) sebagai *Prosthesis* Sendi Rahang (TMJ) pada Manusia

Ridzky Zul Asdi dan Yusuf Kaelani

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111 Indonesia

e-mail: y\_kaelani@me.its.ac.id

**Abstrak**—*Temporomandibular joint prosthesis* serta berbagai macam bentuk dan material sudah cukup banyak diteliti. Namun, sejauh yang penulis teliti, belum ada yang menggunakan Hidroksiapatit (HA) sebagai material utama. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui laju keausan dari material komposit hidroksiapatit (HA) + *polymethyl methacrylate* (PMMA) serta mekanisme keausan yang terjadi pada permukaannya untuk aplikasi *prosthesis*. Pengujian keausan dilakukan menggunakan tribometer *pin-on-disc* dengan material komposit sebagai spesimen pin dan *ultra high molecular weight polyethylene* sebagai material disc. Variasi yang dilakukan adalah variasi kandungan hidroksiapatit pada material komposit yaitu sebesar 40%, 50%, 60% dan 70%. Pengujian keausan dilakukan pada keadaan tanpa pelumasan dan dengan pelumasan menggunakan cairan *collagen*. Hasil perhitungan densitas menunjukkan bahwa penambahan kadar HA dalam komposit akan menambah nilai densitas. Hasil pengujian keausan menunjukkan bahwa spesimen komposit dengan 40% hidroksiapatit memiliki ketahanan aus paling baik yaitu sebesar  $4,16 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  untuk pengujian tanpa pelumasan dan  $3,55 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  untuk pengujian dengan pelumasan. Penambahan pelumasan dapat menurunkan besarnya laju keausan sebesar 14%. Pengamatan permukaan kontak menunjukkan bahwa mekanisme keausan yang terjadi adalah kombinasi antara keausan adhesif serta abrasif.

**Kata Kunci**—Hidroksiapatit, *prosthesis*, *temporomandibular joint*, uji keausan.

## I. PENDAHULUAN

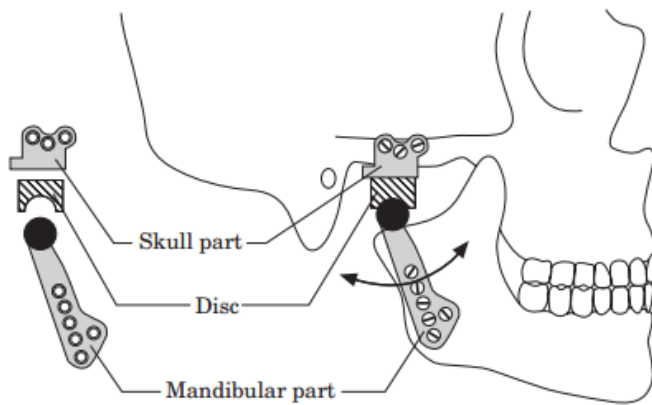
TEMPOROMANDIBULAR *joint* (TMJ) atau sendi rahang memiliki peran pada proses mengunyah serta berbicara. Kelainan pada TMJ dapat menyebabkan gangguan pada kedua proses tersebut. TMJ, seperti halnya persendian yang lain juga dapat terkena gangguan seperti artritis, osteoarthritis serta *ankylosis*. Untuk kasus gangguan yang parah, proses penyembuhan dapat dilakukan dengan penggantian sendi rahang yang mengalami gangguan dengan *prosthesis*, meskipun

penggantian sendi rahang tergolong jarang [1]. Rancangan dasar dari sebuah *prosthesis* TMJ adalah dengan menggantikan permukaan sendi rahang yang bergesekan (*condyle*, *articular disc* dan *fossa*) dengan material buatan.

Syarat-syarat dalam perancangan sebuah *prosthesis* TMJ dapat dilihat pada tabel 1. Salah satu persyaratan pada tabel 1 adalah material dengan laju keausan rendah. Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa pada kasus *prosthesis* lutut dan pinggul, umur pakai dari *prosthesis* sangat berkaitan erat dengan keausan [1],[2]. Sehingga keausan merupakan alasan utama pada kegagalan material jangka panjang. Oleh karenanya, dalam perancangan *prosthesis* sangat perlu dilakukan pengujian keausan. Sebagai perbandingan, pada hasil yang didapatkan dari pengujian keausan *prosthesis* sendi pinggul, laju keausan berkisar  $10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  sudah tergolong sangat baik [2].

Hidroksiapatit (HA) adalah material keramik yang biokompatibel karena kandungan mineralnya baik secara kimia dan fisik sangat menyerupai tulang dan gigi manusia [3]. Dengan keuntungan ini, material HA merupakan material yang cukup prospektif sebagai material dasar dari sebuah *prosthesis*. Hal ini sangat sesuai dengan persyaratan perancangan nomor 8 dan 9 (tabel 1) di mana partikel keausan harus dapat ditoleransi oleh tubuh, serta penggunaan material yang biokompatibel. Ada beberapa metode yang dapat dilakukan untuk mensintesis HA, diantaranya presipitasi kimia, mikroemulsi, hidrolisis serta kalsinasi dari beberapa sumber alamiah seperti tulang ikan, gigi dan tulang babi, serta tulang lembu [3].

Pembebanan pada permukaan kontak dari kedua permukaan yang bergesekan juga akan mempengaruhi besarnya keausan yang terjadi [4]. Oleh karenanya, gaya-gaya yang bekerja pada sendi rahang serta besarnya juga penting untuk diketahui. Berdasarkan kajian gaya-gaya yang bekerja pada sendi rahang, telah diketahui bahwa gaya normal yang dapat terjadi pada



Gambar. 1. Desain dasar dari Groningen *prosthesis* TMJ, terdiri dari bagian *fossa*, bagian *mandibular*, dan *disc* yang bersingungan [1].

Tabel 1.  
Persyaratan penting dalam perancangan *prosthesis* TMJ [1]

No.	Deskripsi
1	Imitasi gerak translasi dari <i>condylar</i> ketika mulut terbuka
2	Gerakan <i>mandibular</i> yang tidak terbatas
3	Sesuai dengan bentuk tengkorak manusia (untuk bagian <i>fossa</i> )
4	Sesuai dengan bentuk <i>mandible</i> (untuk bagian <i>mandibular</i> )
5	Sambungan yang stabil pada tulang
6	Umur pakai yang cukup panjang $\pm 20$ tahun
7	Laju keausan rendah
8	Partikel aus dapat ditoleransi oleh tubuh
9	Material yang biokompatibel
10	Kekuatan mekanis yang cukup
11	Prosedur pemasangan implan yang sederhana

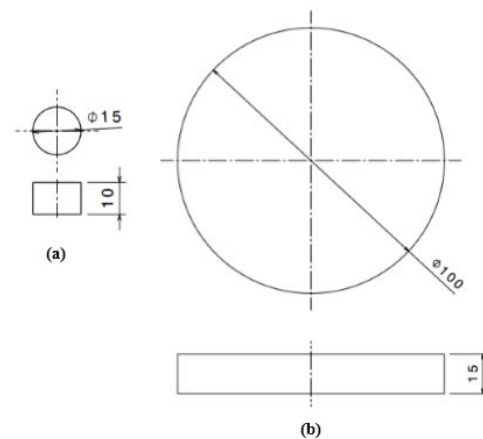
kedua permukaan yang bergesekan adalah sebesar 100 N [5].

## II. METODE PENELITIAN

### A. Sintesis HA dan Pembuatan Komposit

Hidroksiapatit (HA) yang digunakan pada penelitian ini merupakan hasil sintesis dari tulang sapi. Untuk mensintesis HA, tulang sapi yang didapatkan dari tempat penjualan daging di kota Surabaya dibersihkan terlebih dahulu dari sisa-sisa jaringan lunak berupa otot, ligamen maupun sumsum. Untuk mempermudah pembersihan, tulang sapi direbus selama  $\pm 2$  jam. Proses penghilangan lemak dilakukan dengan merebus tulang sapi yang telah dibersihkan dari jaringan lunak selama 30 menit. Proses ini dilakukan berulang-ulang untuk mendapatkan tulang sapi yang benar-benar bersih dari jaringan lunak dan lemak. Tulang sapi yang benar-benar bersih kemudian dikalsinasi pada temperatur 900 °C dan ditahan pada temperatur tersebut selama 2 jam untuk menghilangkan seluruh unsur organik yang terkandung di dalam tulang sapi. Hasil dari kalsinasi kemudian dihaluskan untuk memperoleh serbuk HA.

Komposit dibuat dengan mencampurkan HA serbuk dan *polymethyl methacrylate* (PMMA) berdasarkan fraksi volume. Fraksi volume yang digunakan adalah 40%, 50%, 60% dan



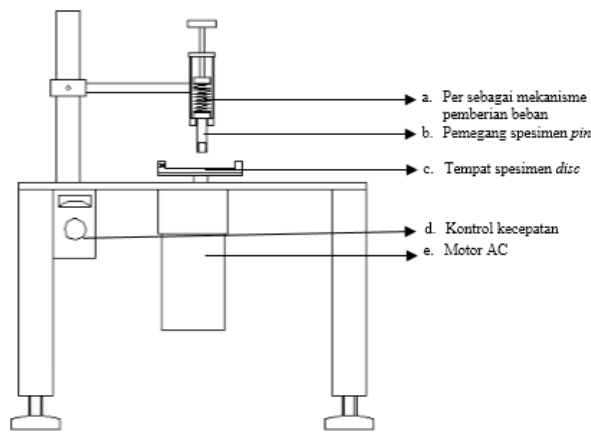
Gambar. 2. Dimensi dari *pin* dan *disc*, dalam satuan mm. (a) adalah spesimen *pin* dan (b) adalah spesimen *disc*.

70% HA. Untuk membuat 100 ml komposit dengan 40% HA misalnya, maka dibutuhkan 40 ml serbuk HA dan 60 ml resin PMMA. Kedua bahan tersebut kemudian dicampur dan diaduk sampai rata untuk memastikan homogenitas campuran. Campuran tersebut kemudian dituang dalam cetakan khusus untuk membentuk spesimen *pin* dan ditunggu selama  $\pm 24$  jam sampai komposit benar-benar kering. Hasil cetakan berupa silinder pejal dengan diameter  $\pm 14$  mm dan tinggi  $\pm 40$  mm, yang kemudian dipotong-potong untuk membentuk spesimen *pin*. Dimensi dari spesimen *pin* serta spesimen *disc* dapat dilihat pada gambar 2. Spesimen *disc* dibuat dari material *ultra high molecular weight polyethylene* (UHMWPE).

### B. Pengujian Keausan

Pengujian keausan pada penelitian ini dilakukan menggunakan tribometer *pin-on-disc* dimana spesimen *pin* ditahan diam, sementara spesimen *disc* berputar dengan kecepatan tertentu. Parameter yang digunakan pada pengujian keausan ini adalah *sliding speed* sebesar 0,24 m/s pembebanan 11 kg yang setara dengan  $\approx 107$  N serta panjang lintasan sebesar 1000 m. Pengujian dilakukan pada keadaan tanpa pelumasan dan dengan pelumasan. Sebelum dilakukan pengujian keausan, massa spesimen *pin* ditimbang menggunakan neraca analitik dengan ketelitian 0,1 mg. Setelah pengujian dilakukan, massa spesimen ditimbang lagi untuk mengetahui selisih massa yang terjadi, kemudian permukaan kontak dari spesimen *pin* diamati dengan mikroskop optik dengan perbesaran 100 $\times$ . Data yang didapatkan dari pengujian keausan berupa selisih massa dari *pin* yang kemudian akan dihitung nilai laju keausannya menggunakan persamaan Archard [5],[6]. Densitas dari spesimen *pin* juga dihitung berdasarkan berat dan volume akhir setelah pengujian keausan.

Keempat variasi dari kandungan HA (40%, 50%, 60% dan 70%) diuji pada dua keadaan gesek yaitu tanpa pelumasan dan dengan pelumasan. Untuk masing-masing kombinasi, tiga pin diuji, sehingga total pin yang diuji adalah sebanyak 24 pin. Cairan pelumasan yang digunakan adalah *collagen*, dengan pertimbangan bahwa *collagen* merupakan unsur pembentuk tulang rawan yang melumasi persendian [7], [8]. Penambahan

Gambar. 3. Skema dari tribometer *pin-on-disc*.

cairan lubricasi dilakukan secara manual dengan meneteskan cairan secara manual secara terus menerus.

### III. HASIL DAN ANALISA

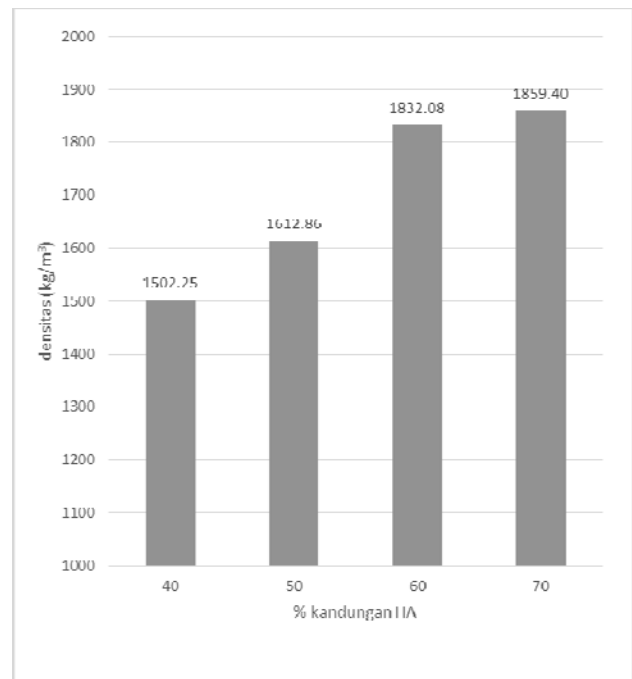
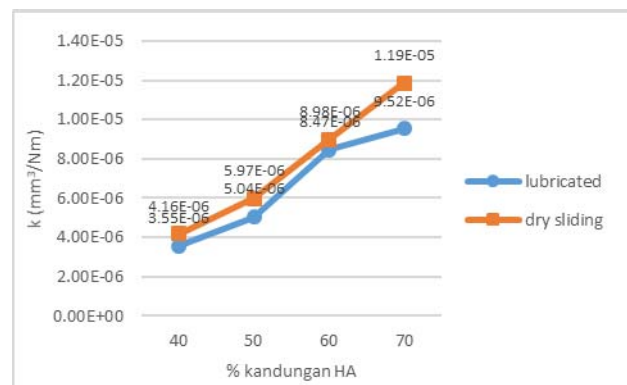
Laju keausan dihitung berdasarkan persamaan Archard seperti pada persamaan (1) dimana  $k$  adalah laju keausan dalam satuan  $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ,  $\Delta m$  adalah selisih massa antara massa sebelum dan sesudah pengujian keausan dalam gr,  $L$  merupakan jarak sliding dalam m,  $F$  merupakan pembebanan dalam N dan  $\rho$  adalah densitas dalam  $\text{gr}/\text{mm}^3$  [2], [6], [7], [8]. Sesuai dengan persamaan (1), maka densitas dari spesimen pin penting untuk diketahui. Perhitungan densitas dilakukan berdasarkan persamaan (2) dimana  $m$  dan  $V$  adalah massa dalam gr dan volume *pin* dalam  $\text{mm}^3$  sesudah pengujian keausan. Volume dihitung berdasarkan dimensi *pin* yaitu diameter serta tinggi *pin* menggunakan *vernier caliper* dengan ketelitian 0,02 mm. Terdapat total 6 spesimen *pin* yang dihitung nilai densitasnya untuk masing-masing variasi fraksi volume (40%, 50%, 60% dan 70%).

$$k = \frac{\Delta m}{LF\rho} \quad (1)$$

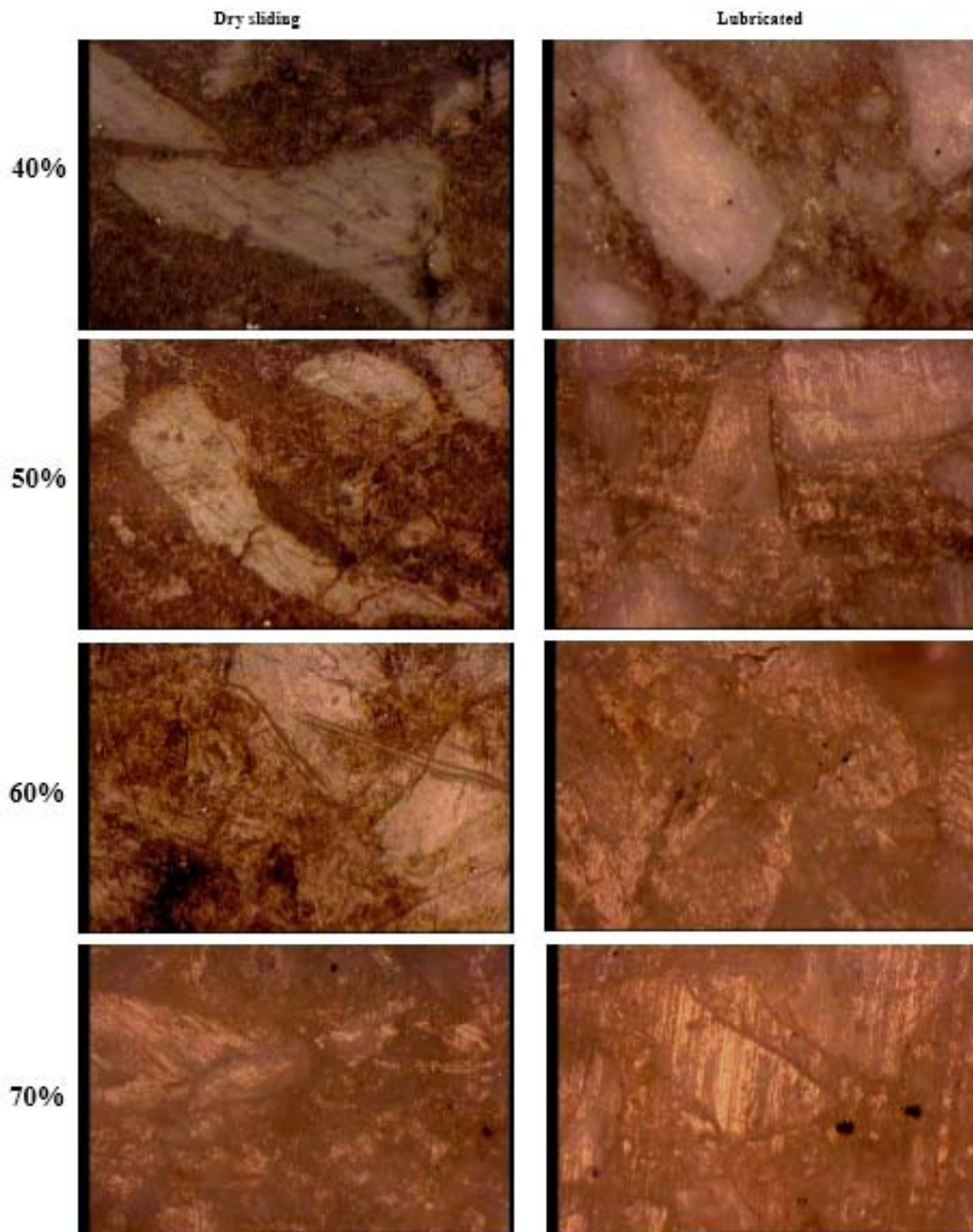
$$\rho = \frac{m}{V} \quad (2)$$

Grafik perubahan nilai densitas terhadap kandungan HA dapat dilihat pada gambar 4. Nilai densitas yang ditampilkan pada gambar 4 merupakan nilai rata-rata untuk masing-masing variasi fraksi volume (persentase kandungan HA). Dapat disimpulkan bahwa semakin banyak kadar HA pada komposit akan menambah densitas dari komposit.

Gambar 5 menunjukkan hasil perhitungan dari laju keausan. Terlihat bahwa penambahan HA pada komposit menurunkan ketahanan aus dari spesimen komposit. Hal ini ditandai dengan meningkatnya laju keausan seiring dengan pertambahan persentase HA pada spesimen komposit. Pada spesimen dengan 40% HA, nilai laju keausan adalah  $4,16 \times 10^{-5}$  dan  $3,55 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  untuk pengujian tanpa lubrikasi dan dengan lubrikasi. Pada spesimen dengan 50% HA, nilai laju keausan adalah  $5,97 \times 10^{-6}$  dan  $5,04 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  untuk

Gambar. 4. Nilai densitas dari spesimen komposit HA + PMMA. Satuan densitas dibuat dalam  $\text{kg}/\text{mm}^3$  untuk memudahkan penyajian.Gambar. 5. Hasil perhitungan laju keausan. *Dry sliding* adalah pengujian tanpa lubrikasi dan *lubricated* adalah pengujian dengan lubrikasi

pengujian tanpa lubrikasi dan dengan lubrikasi. Pada spesimen dengan 60% HA, nilai laju keausan adalah  $8,98 \times 10^{-6}$  dan  $8,47 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  untuk pengujian tanpa lubrikasi dan dengan lubrikasi. Pada spesimen dengan 70% HA, nilai laju keausan adalah  $1,19 \times 10^{-5}$  dan  $9,52 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  untuk pengujian tanpa lubrikasi dan dengan lubrikasi.



Gambar. 6. Hasil pengamatan permukaan kontak menggunakan mikroskop dengan perbesaran 100 $\times$ . *Dry sliding* adalah pengujian tanpa pelumasan dan *lubricated* adalah pengujian dengan pelumasan.

Pengamatan permukaan kontak setelah pengujian keausan dapat dilihat pada gambar 6. Mekanisme keausan yang mungkin terjadi pada permukaan kontak adalah mekanisme adhesif dan abrasif. Keausan adhesif dapat terjadi apabila kontak permukaan dari kedua material mengakibatkan adanya gaya adhesi (perekatan) yang cukup kuat untuk menahan arah gerakan gesekan, sehingga salah satu material yang lebih lunak akan tererosi. Hal ini ditandai dengan adanya ketidakrataan permukaan kontak yang diduga terjadi akibat adanya partikel yang tererosi. Keausan abrasif dapat terjadi jika terdapat perbedaan kekasaran dan/atau kekerasan antara

kedua permukaan material. Perbedaan ini menyebabkan terjadinya proses *micro-cutting* yaitu proses *cutting* dalam skala mikro akibat salah satu permukaan yang lebih kasar dan keras memotong permukaan lain yang relatif lebih lunak. Keausan abrasif ditandai dengan adanya garis-garis halus searah dengan arah gesekan. Hal ini dapat terlihat cukup jelas pada spesimen 40% *dry sliding*, 50% *lubricated*, 60% *dry sliding* serta 70% pada percobaan *dry sliding* dan *lubricated*.

Pelumasan pada permukaan kontak dapat menurunkan nilai dari laju keausan sebesar 14%. Hal ini ditunjukkan dengan hasil perhitungan laju keausan dimana pada percobaan



dengan pelumasan dapat menurunkan nilai laju keausan pada semua spesimen.

#### IV. KESIMPULAN

Penambahan hidroksiapatit (HA) pada spesimen komposit menyebabkan ketahanan aus dari komposit berkurang. Spesimen dengan ketahanan aus terbaik adalah spesimen dengan kandungan HA paling rendah yaitu 40%. Berdasarkan hasil ini, spesimen dengan 40% HA adalah yang terbaik untuk aplikasi *prosthesis* agar umur pakai *prosthesis* menjadi lebih panjang. Namun, kajian derajat biokompatibilitas dari komposit tidak dilakukan pada penelitian ini. Sehingga untuk kedepannya perlu dilakukan kajian derajat biokompatibilitas dari keempat material komposit ini untuk menentukan material yang terbaik, ditinjau dari segi ketahanan aus dan derajat biokompatibilitas. Selain menurunkan ketahanan aus, penambahan HA juga menyebabkan nilai densitas meningkat. Pengamatan mikroskopik menunjukkan bahwa mekanisme keausan yang terjadi merupakan kombinasi dari adhesif serta abrasif.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis R.Z. Asdi ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada Alief Wikarta ST., MSc.Eng., PhD.; Ir. Yunarko triwinarno MT.; Ir. J. Lubi; serta Yohannes ST., MSc.Eng. atas dukungannya serta saran dan kritiknya pada penelitian ini.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. P. Van Loon, L. G. M. De Bont, B. Stegenga, F. Spijkervet, and G. J. Verkerke, "Groningen Temporomandibular Prosthesis. Development and First Clinical Application" *International Journal of Maxillofacial Surgery*, Vol. 31 (2002) 44-52.
- [2] J. P. Van Loon, G. J. Verkerke, L. G. M. De Bont, and R. S. B. Liem, "Wear-Testing of a Temporomandibular Joint Prosthesis: UHMWPE and PTFE against a Metal Ball, In Water and in Serum" *Biomaterials*, Vol. 20 (1999) 1471-1478.
- [3] I. Hilmi, M. Rinastiti, and M. K. Herliansyah, "Synthesis of Hydroxyapatite from Local Bovine Bone for Biomedical Application" presented at the 2011 International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology and Biomedical Engineering, Bandung, Indonesia.
- [4] Tegar Prayogi, "Rancang Bangun Tribometer Tipe Pin-On-Disk dan Studi Eksperimental Karakteristik Tribologi Polimer-Polimer" belum dipublikasikan.
- [5] J. P. Van Loon, E. Otten, C. H. Falkenstrom, L. G. M. De Bont, and G. J. Verkerke, "Loading of a Unilateral Temporomandibular Joint Prosthesis: a Three-Dimensional Mathematical Study" *Journal of Dent. Res.*, Vol. 77, No. 11 (1998, Nov.) 1939-1947.
- [6] Bin-Bin Jia, Tong-Sheng Li, Xu-Jun Liu, and Pei-Hong Cong, "Tribological Behavior of Several Polymer-Polymer Sliding Combinations under Dry Friction and Oil-Lubricated Conditions" *Wear*, Vol. 262 (2002, March) 1353-1359.
- [7] Defieka Andensy, "Kajian Tribologi Biomaterial Hydroxyapatite Dengan Kandungan Tinggi Dari Tulang Sapi Sebagai Sendi Lutut Buatan Pada Manusia" belum dipublikasikan.
- [8] Femmy Adisurya, "Kajian Tribologi Biomaterial Hydroxyapatite Dengan Kandungan Rendah Dari Tulang Sapi Sebagai Sendi Lutut Buatan Pada Manusia" belum dipublikasikan.